BONN

1967

THESIS

Untersuchungen an lebenden Kaninchenaugen über den Einfluß unterschiedlicher Fußplatteneindrehungen von SCHIOTZ-Tonometern auf das Messungsergebnis

LANE MEDICAL LIBRARY OF
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR ROAD
PALO ALTO, CALIFORNIA

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu Bonn

vorgelegt von
Wulf-Dieter Ziesmer
aus Belgard

Bonn 1967

Untersuchungen an lebenden Kaninchenaugen über den Einfluß unterschiedlicher Fußplatteneindrehungen von SCHIÖTZ-Tonometern auf das Messungsergebnis

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu Bonn

vorgelegt von
Wulf-Dieter Ziesmer
aus Belgard

Bonn 1967

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

Referent: Professor Dr. E. WEIGELIN

Tag der mündlichen Prüfung: 13. September 1967

Aus dem Klinischen Institut für experimentelle
Ophthalmologie der Universität Bonn
Direktor: Professor Dr. E. WEIGELIN

Inhaltsübersicht

	Seite
A. EINLEITUNG	5
B. PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER TONOMETRIE	6
1. Das IMBERT-FICKsche Gesetz	6
2. Die Impressions- und Applanationsmethode	7
3. Das Impressionstonometer nach SCHIÖTZ	12
4. Die Kalibrierung des SCHIÖTZ-Tonometers	14
a. Pt-Bestimmung	17
b. Rigiditätsbestimmung	21
c. Vc-Bestimmung	26
5. Die Standardisierung des SCHIÖTZ-Tonometers	27
6. Problemstellung zum experimentellen Teil	31
C. MATERIAL UND METHODIK	34
1. Kennzeichen der untersuchten Tonometer	34
2. Versuchstiere	35
3. Apparatur	36
4. Versuchsgang	37
D. EIGENE UNTERSUCHUNGEN	40
1. Ermittlung der Regressionsgeraden	40
2. Beziehung zwischen dem Augeninnendruck (Pt) und den Skalenwerten (R)	41
3. Ermittlung der Signifikanzunterschiede	42
4. Die Varianzen der Tonometerzeigerausschläge	45
E. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE	47
F. ZUSAMMENFASSUNG	50
G. LITERATURVERZEICHNIS	51

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA40153520_0213

A. EINLEITUNG

Eine der wichtigsten und gefährlichsten Erkrankungen des Auges, das Glaukom, wird im wesentlichen durch die Messung des Augeninnendrucks diagnostiziert. Zur Überwachung der Therapie müssen in mehr oder weniger großen Zeitabschnitten bei allen Patienten derartige Messungen wiederholt werden.

Da eine direkte Manometrie des lebenden menschlichen Auges nur in Ausnahmefällen möglich ist, dienen der Druckmessung verschiedene Apparaturen, die auf dem Weg über Kalibrierungskurven Rückschlüsse auf den jeweils herrschenden Augendruck zulassen. Es ist von größter Wichtigkeit, daß die hierbei möglichen Fehler genau bekannt sind.

Die heute am meisten gebrauchte Methode zur Messung des Augeninnendrucks ist die Impressionstonometrie nach SCHIÖTZ. Ihr haftete lange Zeit der Fehler an, daß die mit verschiedenen Tonometern erzielten Ergebnisse erheblich differieren konnten. Als eine der Hauptursachen hierfür wurde die mangelhafte Standardisierung in der Herstellung der Tonometer erkannt. Seither wurden mehrere Vorschläge für die Standardisierung der Impressionstonometer gemacht. Für die Bundesrepublik Deutschland steht jetzt in Kürze eine gesetzliche Eichpflicht dieser Geräte bevor.

Während für die meisten Maße der Tonometer inzwischen klare Normvorschriften vorliegen, ist dieses für die Eindrehung an der Stirnflächenseite der Tonometerfußplatte bisher noch nicht der Fall.

Die vorliegende Arbeit hatte die Aufgabe, auf experimenteller Grundlage zu untersuchen, ob die Größe der Eindrehung der Tonometerfußplatte einen Einfluß auf das Messungsergebnis ausübt.

B. PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER TONOMETRIE

1. Das IMBERT-FICKsche Gesetz

Die theoretische Grundlage der Tonometrie ist die FICKsche Formel. Diese Formel wurde eigentlich für Applanationstonometer entwickelt (IMBERT, 1885, MAKLAKOFF, 1885, FICK, 1888), ist aber, wie FRIEDENWALD 1937 gezeigt hat, mit bestimmten Einschränkungen grundsätzlich auch für die Impressionstonometrie anwendbar (GOLDMANN und SCHMIDT, 1955).

Dieses Gesetz besagt folgendes: Wenn das Auge von einer flexiblen, jedoch unelastischen Membran umgeben wäre, so daß diese einer Verformung keinen Widerstand leisten würde, und wenn das Tonometergewicht so leicht wäre, daß keine Flüssigkeit verdrängt würde, könnte der Augeninnendruck mit Hilfe des Tonometergewichtes und der applanierten Fläche gemessen werden (OLMSTED, 1959). Das Gewicht W wäre über die Kontaktfläche A mit dem intraocularen Druck P im Gleichgewicht:

$$W = P \cdot A$$

(W = Tonometergewicht, P = Augeninnendruck, A = die durch das Tonometer applanierte Fläche)

Im allgemeinen werden in der Wissenschaft Gesetze entweder theoretisch durch logische Schlüsse von mathematischen oder physikalischen Axiomen abgeleitet (deduktiv) oder gefunden, wenn natürliche Beobachtungen oder Experimente immer in gleicher Weise übereinstimmen (induktiv) (MARKIEWITZ, 1960). Experimentell ist das sogenannte IMBERT-FICKsche Gesetz nach MARKIEWITZ (1960) nie an einer Kugel bestätigt worden. Der gleiche Autor zieht auch die Richtigkeit der theoretischen Überlegungen in Zweifel:
Von allen Körpern mit gleicher Oberfläche hat die Kugel das

größte Volumen. Jede noch so kleine Abweichung von der Kugelform führt daher zu einer Verminderung des Volumens. Da das IMBERT-FICKsche Gesetz unter der Voraussetzung gilt, daß die Membran unelastisch und damit undehnbar sei, ist selbst die Verdrängung der kleinsten Flüssigkeitsmenge unmöglich. Eine Applanation oder gar Impression der Membran ist demnach nicht durchführbar.

Das Auge ist nun ein kugelähnliches Organ, das mit Flüssigkeit gefüllt ist und von einer Hülle mit bestimmten elastischen Eigenschaften umgeben ist. Erfolgt eine Applanation oder Impression dieser Hülle, so kommt es über eine Volumenänderung zu einer Änderung der Wandspannung und damit zu einer Druckerhöhung. Folglich kann der wahre Augeninnendruck (Po) mit der IMBERT-FICKschen Formel nicht bestimmt werden.

Das bedeutet, daß die Gültigkeit des IMBERT-FICKschen Gesetzes nicht nur eine Idealisierung der tatsächlich bestehenden Verhältnisse fordert, sondern daß dieses Gesetz selbst, nach MARKIEWITZ, wegen der Kugelform des Auges gleichsam eine metaphysische Grundlage ("metaphysic doctrine") der Ophthalmotonometrie darstellt.

Trotz dieser theoretischen Einschränkungen ist die praktische Bedeutung des IMBERT-FICKschen Gesetzes für die Tonometrie unverändert geblieben.

2. Die Impressions- und Applanationsmethode

Durch das Tonometergewicht kommt es beim Aufsetzen zu einer Verformung der Bulbusoberfläche:
Bei der Applanationstonometrie wird die Cornea abgeplattet. Der Augeninnendruck läßt sich prinzipiell mit der FICKschen Formel auf zwei Arten bestimmen:

1. durch Messung der applanierten Fläche bei konstantem äußeren Gewicht (MAKLAKOFF) oder
2. durch Messung des äußeren Gewichtes zur Erlangung

großen Volumenverdrängung nicht möglich. Zum anderen erfolgt bei dieser Methode keine Applanation, höchstens im zentralen Bereich. Die jeweils beim Impressionstonometer angezeigten Skalenwerte müssen daher empirisch mit den zugehörigen Druckwerten im Auge in Beziehung gesetzt werden. Dies ist das Ziel der sogenannten Kalibrierung.

3. Das Impressionstonometer nach SCHIÖTZ

Das von SCHIÖTZ 1905 entwickelte und im Laufe der Zeit verbesserte Impressionstonometer mißt den Augeninnendruck aus der Tiefe der Corneaeindellung. Diese wird durch ein jeweils variables Gewicht bewirkt, das über einen Stempel vertikal auf die Hornhautoberfläche drückt. Der Stempel gleitet in einem Hohlzylinder, dessen unteres Ende die Fußplatte bildet, die ihrerseits auf der Cornea ruht.

Tonometerfußplatte und Stempel haben konkave Stirnflächen mit einem Radius von 15 mm. Da die Cornea einen mittleren Krümmungsdurchmesser von 8 mm hat, ist gewährleistet, daß die Fußplatte in ihrem zentralen Bereich der Cornea dicht anliegt. Anderenfalls könnte es zu einem Vorfall des Stempels kommen und damit zur Anzeige eines zu niedrigen Drucks.

Der Stempel wirkt an seinem oberen Ende über einen nach oben konvexen Hebelarm auf einen Zeiger, wobei eine Vergrößerung um den Faktor 20 erfolgt. Das Hebelsystem besteht damit aus einem vertikalen Anteil, dem Zeiger, der sich vor einer von - 1 bis 20 nummerierten Skala bewegt und aus einem horizontalen Anteil, dem kurzen Hebelarm, dessen Unterfläche immer senkrecht auf die Stempelspitze wirken muß. Stempel und Hebelsystem sollen immer gleich viel wiegen unabhängig von ihrer jeweiligen Stellung. Dies ist bei dem SCHIÖTZ-Standardtonometer nicht der Fall sondern erst bei weiter entwickelten Impressionstonometern verwirklicht worden (z.B. beim SCHIÖTZ-Tonometer nach ALBRECHT, 1956, und nach WEINHOLD und COMBERG,

1960).

Das SCHIÖTZ-Impressionstonometer besteht damit aus folgenden Teilen:

1. Einem stationären Anteil mit einem Gewicht von 11 g: Tonometerfuß, Stempelhülle und Skala. Dieser Teil applaniert die Cornea teilweise und dient als Führung für den folgenden Teil.
2. Einem beweglichen Anteil, der 5,5 g oder 7,5 g, 10 g oder 15 g wiegen kann: Stempel, Zeiger, Hebelarm und Zusatzgewichte. Hiermit erfolgt erst die Impression der Cornea.
3. Einem Halteapparat: Eine Hülse, die um den Hohlzylinder gleitet mit abgebogenen Haltearmen.

Andere Tonometer, die nach dem Impressionsprinzip arbeiten, haben vor dem eigentlichen SCHIÖTZ-Tonometer existiert (z.B. das Tonometer von DONDERS, DOR, MONNIK, SNELLEN, PRIESTLEY SMITH, NICATI und anderen, zitiert nach DRAEGER, 1961). Sie haben sich im klinischen Gebrauch nicht durchsetzen können, da sie der Forderung nach zuverlässigen, reproduzierbaren Ergebnissen nicht entsprachen.

Wegen der relativ einfachen Handhabung, seiner Robustheit und nicht zuletzt auch wegen des Vorhandenseins von Eichtabellen konnte das SCHIÖTZ-Tonometer auch nicht durch andere in der Folgezeit entwickelte Impressionstonometer verdrängt werden.

Die Weiterentwicklung des SCHIÖTZ-Tonometers selbst führte zu einer Reihe von mechanischen Verbesserungen (z.B. das SCHIÖTZ-Tonometer nach ALBRECHT, GOLDMANN und COMBERG). Hierbei sind die von dem amerikanischen "Komitee zur Standardisierung von Tonometern" (C. St. T.) in der sogenannten Spezifikation Nr. 5 geforderten Toleranzen weiter eingeengt, womit ein weiterer Schritt in Richtung auf eine Verbesserung der Normvorschriften getan wurde.

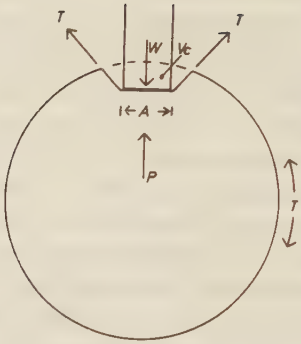

Abbildung 1 (nach OLMSTED, 1959)

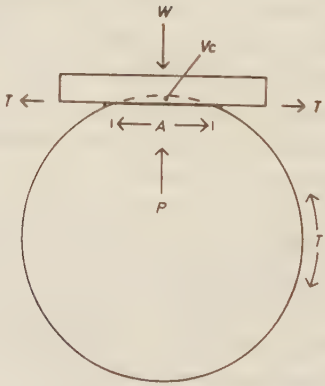

Abbildung 2 (nach OLMSTED, 1959)

W = Tonometergewicht, Vc = das durch die Impression bzw. Applanation verdrängte Volumen, P = der intraoculare Druck während der Tonometrie, A = die jeweilige Applanationsfläche, T = durch die Dehnung des Bulbus hervorgerufene Spannungskräfte.

zwischen Po und Pt minimal, und der Einfluß von der Norm abweichender Hornhautwölbungen oder unterschiedlicher Rigiditätsverhältnisse bleibt gering. Es kann bei der Applanationstonometrie daher die von IMBERT entwickelte Formel angewandt werden:

$$Pt = W / A$$

Der eigentliche Augeninnendruck (Po) ist näherungsweise gleich dem gemessenen Augeninnendruck (Pt). Dieser entspricht dem Quotienten von äußerem Gewicht (W) und applanierter Fläche (A). GOLDMANN und SCHMIDT (1957 b) geben für Pt einen Faktor von 0,98 an (Po = 0,98 Pt), so daß für klinische Zwecke die Gleichsetzung des gemessenen Drucks (Pt) mit dem ursprünglichen Druck (Po) gerechtfertigt erscheint.

Fehlermöglichkeiten ergeben sich aber bei der Applanationstonometrie durch die Forderung nach möglichst geringer Volumenänderung. Während das SCHIÖTZ-Impressionstonometer bis zu 15 - 20 mm^3 Flüssigkeit verdrängt, bewirkt das Applanationstonometer von GOLDMANN nur eine Volumenänderung von ungefähr 0,45 mm^3 bei einer Applanation der Cornea auf eine Fläche von 3,06 mm Durchmesser (SCHMIDT, 1957). Dies setzt eine exakte Bestimmung der applanierten Fläche voraus, wobei geringe Messabweichungen hohe prozentuale Fehler bedeuten. Eine andere Fehlerquelle besteht in der Wirkung der Flüssigkeitsmenge, die sich neben der applanierten Fläche befindet und die durch Adhäsionskräfte wirkt.

Grundsätzlich ist die Methode der Applanation der der Impression überlegen. Aber auf Grund der leichteren Handhabung und des geringeren technischen Aufwandes sind Impressionstonometer heute noch weit verbreitet.

Das Ziel jeder Tonometrie sind die Druckwerte, so wie sie am unveränderten Auge herrschen (Po-Werte). Diese Druckwerte können mit der Applanationsmethode durch die FICKsche Formel approximativ als Pt-Werte erhalten werden. Bei der Impressionstonometrie ist dies einmal prinzipiell wegen der relativ

großen Volumenverdrängung nicht möglich. Zum anderen erfolgt bei dieser Methode keine Applanation, höchstens im zentralen Bereich. Die jeweils beim Impressionstonometer angezeigten Skalenwerte müssen daher empirisch mit den zugehörigen Druckwerten im Auge in Beziehung gesetzt werden. Dies ist das Ziel der sogenannten Kalibrierung.

3. Das Impressionstonometer nach SCHIÖTZ

Das von SCHIÖTZ 1905 entwickelte und im Laufe der Zeit verbesserte Impressionstonometer mißt den Augeninnendruck aus der Tiefe der Corneaeindellung. Diese wird durch ein jeweils variables Gewicht bewirkt, das über einen Stempel vertikal auf die Hornhautoberfläche drückt. Der Stempel gleitet in einem Hohlzylinder, dessen unteres Ende die Fußplatte bildet, die ihrerseits auf der Cornea ruht.

Tonometerfußplatte und Stempel haben konkave Stirnflächen mit einem Radius von 15 mm. Da die Cornea einen mittleren Krümmungsdurchmesser von 8 mm hat, ist gewährleistet, daß die Fußplatte in ihrem zentralen Bereich der Cornea dicht anliegt. Anderenfalls könnte es zu einem Vorfall des Stempels kommen und damit zur Anzeige eines zu niedrigen Drucks.

Der Stempel wirkt an seinem oberen Ende über einen nach oben konvexen Hebelarm auf einen Zeiger, wobei eine Vergrößerung um den Faktor 20 erfolgt. Das Hebelsystem besteht damit aus einem vertikalen Anteil, dem Zeiger, der sich vor einer von - 1 bis 20 nummerierten Skala bewegt und aus einem horizontalen Anteil, dem kurzen Hebelarm, dessen Unterfläche immer senkrecht auf die Stempelspitze wirken muß. Stempel und Hebelsystem sollen immer gleich viel wiegen unabhängig von ihrer jeweiligen Stellung. Dies ist bei dem SCHIÖTZ-Standardtonometer nicht der Fall sondern erst bei weiter entwickelten Impressionstonometern verwirklicht worden (z.B. beim SCHIÖTZ-Tonometer nach ALBRECHT, 1956, und nach WEINHOLD und COMBERG,

1960).

Das SCHIÖTZ-Impressionstonometer besteht damit aus folgenden Teilen:

1. Einem stationären Anteil mit einem Gewicht von 11 g: Tonometerfuß, Stempelhülle und Skala. Dieser Teil applaniert die Cornea teilweise und dient als Führung für den folgenden Teil.
2. Einem beweglichen Anteil, der 5,5 g oder 7,5 g, 10 g oder 15 g wiegen kann: Stempel, Zeiger, Hebelarm und Zusatzgewichte. Hiermit erfolgt erst die Impression der Cornea.
3. Einem Halteapparat: Eine Hülse, die um den Hohlzylinder gleitet mit abgebogenen Haltearmen.

Andere Tonometer, die nach dem Impressionsprinzip arbeiten, haben vor dem eigentlichen SCHIÖTZ-Tonometer existiert (z.B. das Tonometer von DONDERS, DOR, MONNIK, SNELLEN, PRIESTLEY SMITH, NICATI und anderen, zitiert nach DRAEGER, 1961). Sie haben sich im klinischen Gebrauch nicht durchsetzen können, da sie der Forderung nach zuverlässigen, reproduzierbaren Ergebnissen nicht entsprachen.

Wegen der relativ einfachen Handhabung, seiner Robustheit und nicht zuletzt auch wegen des Vorhandenseins von Eichtabellen konnte das SCHIÖTZ-Tonometer auch nicht durch andere in der Folgezeit entwickelte Impressionstonometer verdrängt werden.

Die Weiterentwicklung des SCHIÖTZ-Tonometers selbst führte zu einer Reihe von mechanischen Verbesserungen (z.B. das SCHIÖTZ-Tonometer nach ALBRECHT, GOLDMANN und COMBERG). Hierbei sind die von dem amerikanischen "Komitee zur Standardisierung von Tonometern" (C. St. T.) in der sogenannten Spezifikation Nr. 5 geforderten Toleranzen weiter eingeengt, womit ein weiterer Schritt in Richtung auf eine Verbesserung der Normvorschriften getan wurde.

4. Die Kalibrierung des SCHIÖTZ-Tonometers

SCHIÖTZ hatte nicht nur das nach ihm benannte Impressionstonometer entwickelt sondern versuchte auch für jeden Zeigerausschlag einen entsprechenden intraocularen Druck anzugeben. Druckwerte mit bestimmten Skalenteilstrichen in Beziehung zu setzen, ist die Aufgabe der Kalibrierung.

Im Prinzip wird dazu die Vorderkammer, Hinterkammer oder der Glaskörperraum eines Auges mit einer Kanüle punktiert, die über ein Schlauchsystem mit einem Wassermanometer und einem Wasserreservoir in Verbindung steht. Als Nullmarke dient die Stelle am Manometerrohr, die sich in gleicher Höhe wie die Cornea befindet. Der Augeninnendruck kann jeweils durch Heben oder Senken des Reservoirs variiert werden.

Bei verschiedenen Druckwerten werden gleichzeitig Manometerdruck und Zeigerausschläge registriert. Bei gleichem Zeigerausschlag des Tonometers können zwei verschiedene Druckwerte gemessen werden, abhängig davon, ob der Hahn, der sich zwischen Auge und Manometer befindet, geschlossen oder offen ist:

1. Bei geschlossenem Hahn bringt das Gewicht des Tonometers den intraocularen Druck zum Steigen entsprechend der Volumenverschiebung und der Dehnung der Augenhüllen. Das Tonometer zeigt diese erhöhten Druckwerte durch entsprechend kleinere Zeigerausschläge an, während das Manometer noch den Druck vor dem Aufsetzen des Tonometers anzeigt (Po). Tonometer- und Manometerwerte, die auf diese Weise erhalten werden, also bei "geschlossenem Auge", sind das eigentliche Ziel jedes Eichverfahrens, da die Bedingungen den klinischen Gegebenheiten recht nahe kommen.

   Die gefundenen Werte sind aber sehr unterschiedlich. Für ein und denselben Zeigerausschlag erhält man bei verschiedenen Augen sehr variable Druckwerte. Selbst bei Messungen an einem Auge, die nach einiger Zeit

wiederholt werden, ändern sich die Druckwerte bei gleichem Zeigerausschlag. Die Ursachen dieser unterschiedlichen und schlecht reproduzierbaren Ergebnisse wurden von PRIESTLEY-SMITH (1915), SCHIÖTZ (1925), MÜLLER (1932) und FRIEDENWALD (1937) beschrieben und einmal auf die unterschiedlichen elastischen Eigenschaften der Bulbushüllen zurückgeführt. Durch die Volumenverschiebung kommt die Rigidität ins Spiel. Diese variiert nicht nur von einem zum anderen Auge sondern ändert sich auch am Leichenauge in Abhängigkeit von der Zeit. Zum anderen spielt der Flüssigkeitsabfluß aus der Vorderkammer eine Rolle. Als Folge davon beginnt der intraoculare Druck sofort nach dem Hahnschluß zu fallen und zwar um so schneller je höher der Ausgangsdruck ist. Um diese Ungenauigkeit möglichst gering zu halten, muß die Ablesung des Zeigerausschlags sofort nach dem Hahnschluß erfolgen.

2. Bei offenem Hahn erhält man im Gegensatz zum "geschlossenen Auge" bei gleichem Tonometergewicht und gleichem Zeigerausschlag einen höheren Druckwert. Bei dieser Methode erfolgt bei dem Aufsetzen des Tonometers praktisch keine Druckerhöhung. Denn das verdrängte Volumen bewirkt keine Dehnung der Bulbushüllen, sondern kann ungehindert in das Manometer-Reservoir-System entweichen. Unterschiedliche Rigiditätswerte werden durch mehr oder weniger große Flüssigkeitsverschiebung ausgeglichen. Messungen am "offenen Auge" sind daher praktisch "rigiditätsfrei" und damit konstanter als am "geschlossenen Auge". Sie werden als Pt-Werte bezeichnet, weil die Druckmessung während der Tonometrie erfolgt. Pt-Werte sind genau und reproduzierbar: Für einen gegebenen Zeigerausschlag sind Pt-Werte auch an verschiedenen Augen identisch. Daher bilden sie eine gute Basis

für die Kalibrierung der Tonometer (FRIEDENWALD, 1937).

Einige Autoren haben die Fehlereinflüsse sowohl bei der vergleichenden Tonometrie als auch bei manometrischen Messungen am Auge untersucht: So fand H.K. MÜLLER (1932), daß die Streuung der tonometrisch mit einem Originaltonometer von SCHIÖTZ ermittelten und an der Eichkurve abgelesene Druckwerte vom direkt manometrisch gemessenen Augendruck ± 5 mm Hg beträgt. Diese Fehlergröße ist unabhängig von der Höhe des intraocularen Drucks, wird aber durch das Tonometergewicht beeinflußt. Der oben genannte mittlere Fehler der Einzelmessung von ± 5 mm Hg bezieht sich auf das 5,5 g- und das 7,5 g-Gewicht. Für das 10 g- und 15 g-Gewicht beträgt der mittlere Fehler ± 7 mm Hg. Dieses Zahlenmaterial wurde an 60 Leichenaugen in situ gewonnen. BLIEDUNG (1923) wies darauf hin, daß die tonometrisch ermittelten Meßwerte an Kaninchenaugen einem höheren intraocularen Druck entsprechen als durch die dem Instrument zugehörigen Eichkurven angegeben wird. Als Ursache wird im wesentlichen die bei Mensch und Kaninchen unterschiedliche Skleradicke angegeben. Sie soll (FRANZ, 1911) beim Kaninchen durchschnittlich 0,1 mm, dagegen beim Menschen am Cornealrand 0,6 mm am Äquator 0,3 mm und am Augenhintergrund 1,2 mm betragen. ROHRSCHNEIDER und KÜCHLE (1954) erhielten bei tonometrischen Messungen mit dem 7,5 g-Tonometer an Augen nicht narkotisierter Kaninchen einen methodischen Meßfehler (= Streubereich der Einzelwerte) von ± 0,75 Teilstrichen. In Narkose fand sich bei vergleichenden Messungen an denselben Tieren ein wesentlich kleinerer methodischer Fehler von ± 0,46 Teilstrichen. Dieser liegt nur wenig über dem von den obigen Autoren an Menschenaugen gefundenen Streubereich von ± 0,37 Teilstrichen. Größenmäßig soll der Streuwert von ± 0,75 Teilstrichen dem von SCHMERL und STEINBERG (1946) angegebenen Wert von ± 3 mm Hg entsprechen (KÜCHLE und ROHRSCHNEIDER, 1954).

a. Pt-Bestimmung

SCHIÖTZ stellte 1905 die erste Eichkurve mit Pt-Werten auf durch Messungen an enukleierten Augen, die in offener Verbindung mit dem Manometer standen. Die Ausschläge des Zeigers wurden bei jeweils verschiedenem Druck auf ein Diagramm gezeichnet: Die Druckwerte als Ordinate und die Zeigerausschläge als Abszisse. Da alle so erhaltenen Werte zusammen die Form einer Hyperbel hatten, versuchte SCHIÖTZ sie mathematisch zu erfassen, um sie so besonders im Anfangs- und Endbereich der Kurve korrigieren zu können. Er benutzte die Formel

$$t (u + b) = c \cdot v$$

(t = Manometerdruck, u = Zeigerausschlag, v = angewandtes Gewicht, b und c = Konstante)

Für jedes Stempelgewicht wurden die Konstanten b und c berechnet. Die Übereinstimmung der rechnerisch ermittelten Werte mit den experimentell bestimmten war recht gut: Im Durchschnitt lag der errechnete Zeigerausschlag 0,36 mm höher als der im Experiment gefundene.

FRIEDENWALD (1937) benutzte zur Pt-Messung im Prinzip die gleiche Apparatur wie SCHIÖTZ mit Wasserreservoir und Wassermanometer. Darüberhinaus verwandte er nur Augen mit durchschnittlicher Rigidität und solche mit nur geringem Flüssigkeitsabfluß. Die Punktion erfolgte über den Sehnerven. Um die Verformung des hinteren Augenpols bei der Tonometrie zu verhindern, war das Auge elastisch aufgehängt und der hintere Pol allseits von einer mit Wasser gefüllten Kammer umschlossen. FRIEDENWALD versuchte Pt formelmäßig als Funktion vom Zeigerausschlag zu berechnen:

$$\frac{W}{Pt} = a + b \cdot R$$

(W = Tonometergewicht, R = Zeigerausschlag, Pt = Druck während der Tonometrie, a und b = Konstante)

Diese Formel entspricht ungefähr der von SCHIÖTZ entwickelten, nur die Anordnung der Koeffizienten ist verschieden:

$$\frac{W}{Pt} \cdot c = b + R$$

(abgewandelte Formel von SCHIÖTZ: Der Koeffizient a in der FRIEDENWALDschen Formel entspricht dem Koeffizienten b in der SCHIÖTZschen Formel. In der FRIEDENWALDschen Formel hat R einen Faktor (b), in der SCHIÖTZschen Formel hat der Quotient $\frac{W}{Pt}$ einen Faktor (c).)

Das SCHIÖTZ-Tonometer bewirkt eine Impression der Cornea. Zu jeder Impressionstiefe gehört eine bestimmte Impressionsfläche. Unter diesem Gesichtspunkt übertrug FRIEDENWALD (1937) die für die Applanationstonometrie entwickelte IMBERT-FICKsche Formel: Gewicht (W) = Fläche (A) · Druck (P) auf die Impressionstonometrie, wobei der Fläche A = a + b · R entspricht.

Gleicher Zeigerausschlag auch bei verschiedenen Tonometergewichten bedeutet immer gleichen Stempelvorfall und damit gleiche Impressionstiefe. Auch die Impressionsfläche, als a + b · R definiert, sollte, wie FRIEDENWALD annahm, konstant bleiben. Folglich muß sich der Druck (Pt) gleichsinnig mit dem Tonometergewicht ändern. Trägt man den Zeigerausschlag R auf der Abszisse und den Quotienten W/Pt auf der Ordinate auf, so erhält man eine vom Tonometergewicht unabhängige Gerade. Die Koeffizienten a und b können entsprechend der bekannten mathematischen Formel

$$y = a + b \cdot x$$

rechnerisch ermittelt werden:
a als Schnittpunkt der Geraden mit der Ordinate und b als Anstieg der Geraden. Aus diesen Größen berechnete FRIEDENWALD Pt-Kurven für das 5,5 g-, 7,5 g- und 10 g-Gewicht, die

er 1954 veröffentlichte.

Da die so erhaltenen Pt-Kurven nur für das 5,5 g-Gewicht genau waren, versuchte FRIEDENWALD die Koeffizienten so zu ändern, daß auch die Kurven bei Verwendung der anderen Gewichte mit den Experimenten in Übereinstimmung kamen: Der Koeffizient a wurde dabei nicht verändert aber b derart, daß sein Wert noch einigermaßen mit den experimentellen Ergebnissen übereinstimmte und daß gleichzeitig die Kurve für das 5,5 g-Gewicht so wenig wie möglich verändert wurde.

1957 und 1960 veröffentlichte McBAIN Pt-Messungen. Er benutzte dazu eine Apparatur, die zusätzlich zwischen Auge und Wassermanometer vor dem Hahn ein elektronisches Manometer besitzt. Dieses wird über das Wassermanometer geeicht. Der Druck im Auge selbst kann über ein Wasserreservoir eingestellt und variiert werden. Bei geschlossenem Hahn zeigt das elektronische Manometer den jeweiligen Druck an und zwar Po vor dem Aufsetzen und Pt nach dem Aufsetzen des Tonometers. Die Messungen beginnen bei hohem Druck: Nach dem Aufsetzen des Tonometers (15 Sekunden lang) fällt der Augeninnendruck durch Abfluß von Flüssigkeit. Nach Abnahme des Tonometers stellt sich wieder ein neues Po-Niveau ein. Auf diese Weise erhielt McBAIN progressiv fallende Pt- und Po-Werte.

Die Messungen von McBAIN sind denen von FRIEDENWALD überlegen, weil nur enukleierte Menschenaugen verwandt wurden, während FRIEDENWALD außer diesen noch Schweine-, Kaninchen- und Katzenaugen benutzte. Außerdem ist bei der Methode von McBAIN während der Tonometrie die Volumenverschiebung aus dem Bulbusinneren in das Manometer-Reservoir-System nur minimal und läßt sich rechnerisch erfassen, so daß den Verhältnissen bei der klinischen Tonometrie entsprechende Grundlagen vorliegen.

Dabei wurde von McBAIN die prinzipielle Gültigkeit der von FRIEDENWALD entwickelten Formel

$$\frac{W}{Pt} = a + b \cdot R$$

bestätigt. Als wichtigstes Ergebnis kam hinzu, daß im Gegensatz zur FRIEDENWALDschen Auffassung die Oberfläche der Corneaimpression bei verschiedenen Belastungen nicht gleich ist. Zwar ist die Impressionstiefe entsprechend dem Stempelvorfall gleich, aber die Impressionsfläche wird mit zunehmendem Gewicht größer, da die Cornea mit zunehmendem intraocularen Druck unter stärkerer Spannung steht: Bei höherem Tonometergewicht entsteht ein höherer intraocularer Druck. Gleichzeitig wird das Volumen etwas größer. Dadurch kommt es zu einer größeren Spannung der Cornea und der Sklera. Da die Tiefe der Impression unverändert bleibt, muß es zu einer Verminderung der durch die Fußplatte applanierten Fläche kommen und damit zu einer Vergrößerung der gesamten Impressionsfläche. Das bedingt eine gewisse Abhängigkeit der Koeffizienten a und b vom Tonometergewicht in dem Sinne, daß ihr Wert mit zunehmendem Gewicht steigt.

Mit den von McBAIN ermittelten Werten a und b erhält man daher Pt-Kurven, die pro Skalenteilstrich entsprechend niedrigere Druckwerte als die FRIEDENWALDschen Eichkurven angeben. Dies gilt besonders für die Kurven des 7,5 g- und 10 g-Gewichtes, entsprechend den für jedes Tonometergewicht unterschiedlichen Koeffizienten.

Die Kalibrierungskurven von McBAIN und die von PRIJOT, der Pt-Werte auch mit einem elektronischen Manometer bestimmt hat (1961), sind als genauer und zuverlässiger als die bisherigen anzusehen: Nicht nur wegen der elektronischen Druckmessung, die der mit dem herkömmlichen Wassermanometer überlegen ist, sondern auch weil keine Pt-Werte unter 20 mm Hg bei der Berechnung der Koeffizienten a und b benutzt wurden. Denn niedrige Druckwerte lassen sich im allgemeinen weniger genau in Zeigerausschlägen reproduzieren als hohe Druckwerte. Dem entspricht die von H.K. MÜLLER (1932) gefundene größere Streuung der Zeigerausschläge im Bereich höherer Skalenwerte. Rechnet man die Zeigerausschläge in mm Hg um, so findet man, daß die Fehlergröße trotzdem unabhängig vom intraocularen

Druck ist, da je nach der Lage in der Tonometerskala gleiche Zeigerausschläge mehr oder weniger großen Druckdifferenzen entsprechen (H.K. MÜLLER, 1932).

b. Rigiditätsbestimmung

Unter Rigidität versteht man den Widerstand, den der Bulbus einer intraocularen Volumenänderung entgegensetzt. Ihre Kenntnis ist wichtig, weil ihre Größe das Ausmaß der Druckerhöhung während der Tonometrie (von Po nach Pt) bestimmt. Das bedeutet, daß die größenmäßige beziehungsweise formelmäßige Erfassung der Rigidität erst die Voraussetzung für eine rechnerische Beziehung zwischen Po und Pt darstellt.

Schon KALFA hatte sich mit diesem Problem beschäftigt (1927-1947), zitiert nach OURGAND und ETIENNE (1961). Mit dem MAKLAKOFFschen Applanationstonometer maß er mit verschiedenen Gewichten (5,5 g, 7,5 g, 10 g und 15 g) die applanierte Fläche und erhielt auf rechnerischem Weg den intraocularen Druck nach dem IMBERT-FICKschen Gesetz. Indem er den Augeninnendruck als Ordinate und das Tonometergewicht (=Außendruck) als Abszisse auftrug, erhielt er bei gesunden Augen eine gleichmäßig ansteigende Kurve. Das bedeutet, daß der Augeninnendruck (Pt) eine Funktion des Tonometergewichtes ist und in direkter Abhängigkeit von ihm steigt. Die Steilheit dieses Anstiegs ist bei den meisten Augen unterschiedlich und nach KALFA ein Index für die Wandstarre des Bulbus. Er konnte mit dieser Methode zeigen, daß diese sich bei verschiedenen Augenerkrankungen ändert und altersabhängig ist. Im allgemeinen war der Anstieg der "elastometrischen Kurve" um so unregelmäßiger und steiler je größer der Ausgangsdruck war (besonders also beim Glaukom).

Daß der Anstieg bei verschiedenen Ausgangsdruckwerten nicht gleich ist, bedeutet, daß die Elastizität der Bulbushüllen

nicht dem HOOKschen Gesetz folgt. Nach diesem Gesetz besteht in bestimmten Grenzen eine konstante Beziehung zwischen der Ausdehnung eines elastischen Körpers und der diese Ausdehnung bewirkenden Kraft:

$$\frac{l\ (\text{Längenänderung})}{L\ (\text{Länge})} = \frac{1}{E} \cdot \frac{K\ (\text{Kraft})}{q\ (\text{Querschnitt})}$$

(E = Elastizitätsmodul)

Dieses HOOKsche Gesetz gilt nur bei eindimensionalen Größenänderungen, wie es zum Beispiel bei der Dehnung oder Stauchung eines Stabes, nicht aber bei der Dehnung der Sklera der Fall ist. Der Elastizitätsmodul ist hier nicht konstant sondern nimmt zu, wenn die einwirkende Kraft (= äußeres Gewicht) zunimmt (FRIEDENWALD). Die Augenhüllen scheinen sich so zu verhalten, als ob sie schon bis zur Grenze vorgedehnt wären, wo das HOOKsche Gesetz nicht mehr gilt. Wäre das nicht der Fall, so müßte, wenn also die Elastizität der Sklera dem HOOKschen Gesetz folgen würde, jede Druckerhöhung (z.B. bei Glaukom) zu einer Vergrößerung des Bulbus führen.

Während KALFA die Rigidität aus dem Verhältnis von Tonometergewicht und intraocularem Druck zu charakterisieren versuchte, nahm FRIEDENWALD (1937) als Maß für die Rigidität das Verhältnis von Druckänderung zu Volumenänderung. Er benutzte dazu Messungen, die von SCHULTEN, KOSTER, RIDLEY und CLARK stammten. Diese Untersucher hatten den Augeninnendruck vor und nach der Injektion von kleinen Flüssigkeitsmengen gemessen.

Die Ergebnisse dieser Autoren sind später von verschiedenen Seiten kritisiert worden, zum Teil wegen der sehr unterschiedlichen Meßwerte, zum Teil weil der Flüssigkeitsverlust durch den Kammerwinkel nicht beachtet wurde (mit besonders großer Auswirkung in hohen Druckbereichen), oder weil pathologische Menschenaugen und die verschiedensten Tieraugen verwandt wurden.

Diese Ergebnisse analysierte FRIEDENWALD und stellte folgende Gleichung auf:

$$\log P_1 = \log P_2 - K (V_2 - V_1)$$

(K = Rigiditätskoeffizient, P_2 = der intraoculare Druck bei aufgesetztem Tonometer, P_1 = der ursprüngliche Druck am unveränderten Auge, $V_2 - V_1$ = das durch die Tonometrie verdrängte Volumen (V_c).)

Der Rigiditätskoeffizient K ist unter gleichen experimentellen Bedingungen in weiten Druckbereichen an ein und demselben Auge konstant. K ist bei den meisten Augen verschieden, größer bei Augen, die einer Dehnung großen Widerstand entgegensetzen, und kleiner bei Augen, deren Hüllen leicht zu dehnen sind. Dabei ist der Rigiditätskoeffizient nach FRIEDENWALD nicht einfach der reziproke Wert der Elastizität der Bulbushüllen, sondern er umfaßt den Widerstand, den das gesamte Auge einer Dehnung bzw. einer Volumenänderung entgegensetzt, wozu unter anderem auch der Widerstand gehört, den das intraoculare Gefäßbett leistet.

Der Rigiditätskoeffizient eignet sich gut zur Charakterisierung der Bulbushülleneigenschaften, weil er über große Druckbereiche konstant ist. Der Elastizitätsmodul ändert sich dagegen mit der Höhe des intraocularen Drucks (FRIEDENWALD und MOSES, 1950). Wollte man die elastischen Eigenschaften verschiedener Augen mit Hilfe des Elastizitätsmodul vergleichen, so müßte man diesen für jeweils gleiche Druckwerte neu bestimmen.

Der Rigiditätskoeffizient war bestimmt worden mittels Druckänderungen, die nach injizierten Volumenmengen auftraten. Unter diesen experimentellen Bedingungen kommt es im wesentlichen nur zu einer Dehnung der äußeren Hüllen ("Distension"), während es bei der Tonometrie primär zu einer Verformung des Bulbus in Form einer Impression bzw. Applanation kommt ("Dis-

torsion"). Unter Tonometrieverhältnissen kommt es bei gleichen Volumenänderungen zu größeren Druckänderungen als bei einfacher Injektion von Flüssigkeit. Entweder galt diese einfache Beziehung zwischen Druck- und Volumenänderung nicht unter Tonometerbedingungen, oder man erhielt zumindest einen anderen Koeffizienten als unter experimentellen Bedingungen.

Um zu prüfen ob die Gleichung

$$K = \frac{\text{Log } P_2 - P_1}{V_2 - V_1}$$

auch bei der Tonometrie galt, bestimmte FRIEDENWALD für jedes Tonometergewicht und für jede Skaleneinheit

1. den intraocularen Druck (Pt), berechnet nach den SCHIÖTZ-Messungen am "offenen Auge" und
2. das Volumen V_c, das durch Aufsetzen des Tonometers verdrängt wurde, durch Berechnung der Impressionstiefe und der Impressionsfläche.
   Die Tiefe der Impression wird dabei durch den Zeigerausschlag angegeben, und die Impressionsfläche kann nach dem IMBERT-FICKschen Prinzip aus dem Stempelgewicht und dem bei der Messung herrschenden Druck bestimmt werden.

Heute kann man sagen, daß im Jahre 1957 die Form der Corneaimpression nicht genau bekannt war, und die errechneten Werte des verdrängten Volumens V_c problematisch sind. Im Jahre 1954 hat FRIEDENWALD dann bei einer neuen Kalibrierung V_c auch experimentell bestimmt.

Im wesentlichen wurde die Gültigkeit der FRIEDENWALDschen Formel auch für Tonometerbedingungen ("Distorsion") bestätigt, nur ergab diese Bestimmung des Rigiditätskoeffizienten einen größeren Wert als unter den zuerst genannten Bedingungen ("Extension"). Damit umfaßt eine erweiterte Definition der Rigidität auch den Widerstand, den der Bulbus einer Impression von außen entgegensetzt.

licht: Nach McBAIN (1958), MACRI, WANKO und GRIMES (1958), PRIJOT (1958), GLOSTER und PERKINS (1959), die Untersuchungen an enukleierten Menschenaugen durchführten, soll der Rigiditätskoeffizient mit steigendem Druck abnehmen. Nach GOLDMANN und SCHMIDT (1957 a) soll der Rigiditätskoeffizient bei Menschenaugen refraktions- und lageabhängig sein. PERKINS und GLOSTER weisen darauf hin, daß der Rigiditätskoeffizient bei fallendem Augendruck größer als bei aufsteigendem Druck sein soll. TADA fand (1956), daß die Rigidität am Kaninchenauge mit dem Druck steigt (zitiert nach OURGAND, ETIENNE, 1961). Nach Untersuchungen von MACRI, WANKO, GRIMES und v. SALLMANN (1957) sollen die Elastizitätsverhältnisse sowohl am lebenden als auch am enukleierten Katzenauge zwischen 30 und 85 mm Hg einem konstanten Elastizitätsmodul entsprechen und damit dem HOOKschen Gesetz folgen. Dieser Auffassung stehen Untersuchungen von MOSES und TARKKANEN (1959) entgegen.

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Rigidität nicht nur an Augen verschiedener Spezies unterschiedlich zu sein scheint, sondern unter bestimmten Bedingungen auch an Augen der gleichen Art variiert. Dabei hat die Zeitdauer nach dem Tode einen besonderen Einfluß auf den Rigiditätskoeffizienten.

c. Vc-Bestimmung

Die Bedeutung FRIEDENWALDs für die Tonometrie besteht einmal darin, erkannt zu haben, daß eine zuverlässige Kalibrierung nur von Pt-Messungen ausgehen kann. Darüberhinaus fand er eine mathematische Beziehung zwischen Po-Werten und Pt-Werten in der Formel:

$$\log Po = \log Pt - K \cdot Vc$$

Um den intraocularen Druck Po zu erhalten, müssen drei Größen experimentell bestimmt werden:

1. Pt = der intraoculare Druck während der Tonometrie

2. K = der Rigiditätskoeffizient
3. Vc = das bei der Tonometrie verdrängte Volumen

Wenn also die Beziehung zwischen Volumen- und Druckänderung im Auge (K) bekannt ist, kann mit Hilfe des durch die Impressionstonometrie verdrängten Volumens (Vc) aus den Druckwerten während der Tonometrie (Pt) der Druck am unveränderten Auge (Po) berechnet werden.

Auf die Bestimmung der Pt-Werte und des Rigiditätskoeffizienten K wurde in den obigen Kapiteln hingewiesen.

Für das verdrängte Volumen (Vc) selbst entwickelte FRIEDENWALD eine Formel, die von der Impressionstiefe des Tonometerstempels ausgeht. Genaue experimentelle Bestimmungen von Vc sind von McBAIN (1960) veröffentlicht worden.

5. Die Standardisierung des SCHIÖTZ-Tonometers

Während sich die Kalibrierung mit der Beziehung zwischen den Zeigerausschlägen der Tonometer und dem intraocularen Druck befaßt, bezieht sich die Standardisierung auf die physikalisch-technische Normierung der Tonometer. Diese ist wichtig, damit die Eichkurven, die primär an einem bestimmten Tonometer gewonnen werden, auch für andere Tonometer Gültigkeit haben. Das Ziel der Standardisierung ist es daher, die Zeigerausschläge verschiedener Tonometer durch Normierung der für die Druckmessung wichtigen Tonometerteile miteinander vergleichen zu können: Bei einem Patienten mit einem bestimmten intraocularen Druck sollen die Zeigerausschläge verschiedener Tonometer identisch sein.

SCHIÖTZ selbst hatte die Kalibrierung an einem Standardtonometer vorgenommen. Er überwachte die Anfertigung der folgenden Tonometer, indem er die Übereinstimmung der einzelnen Teile mit denen des Originalinstrumentes prüfte.

In dem Maße wie die Zahl der Hersteller anwuchs, nahmen auch die Abweichungen vom SCHIÖTZ-Standardtonometer zu, zumal auch keine Normvorschriften bestanden. Diese Vernachlässigung einer exakten Normierung hatte Meßergebnisse zur Folge, die von denen des Originalinstrumentes, das zur Herstellung der SCHIÖTZ-Eichkurven gedient hatte, zum Teil weit abwichen. Das führte zu großer Unsicherheit einmal hinsichtlich der Höhe des Augendrucks, der als normal anzusehen war und zum anderen hinsichtlich der klinischen Rolle des erhöhten Augeninnendrucks überhaupt. Ohne Standardisierung der Tonometer müßte ja für jedes Instrument eine eigene Eichkurve hergestellt und benutzt werden.

Als erster prüfte COMBERG (1922) die Skalenanzeige bei verschiedenem, genau bestimmtem Stempelvorfall auf Testblöcken.

Weitere Versuche in dieser Richtung wurden 1923 von ARNOLD und KARPOW unternommen: Die Zeigerausschläge des zu untersuchenden Tonometers wurden bei verschiedener Spannung einer elastischen Kautschukmembran mit denen eines geprüften Osloer SCHIÖTZ-Tonometers verglichen. Diese Methode hatte verschiedene Nachteile: Einmal ist es prinzipiell möglich, daß unterschiedliche Fehler zweier Tonometer zufällig zu ein und derselben Abweichung der Zeigerausschläge führen. Darüberhinaus kann sich auch eine Abweichung mit der Druckänderung von Teilstrich zu Teilstrich ändern. Daher ist die Prüfung der mechanischen Größen eines Tonometers dem Vergleich der Zeigerausschläge verschiedener Tonometer untereinander überlegen.

Der erste Schritt zu einer physikalisch-technischen Normierung wurde 1928 von COMBERG durchgeführt, der die erste Tonometer-Prüfstation in Berlin einrichtete. 1935 wurde von POSNER und SCHÖNBERG die erste Kontrollstation in den U.S.A. eingeführt. Das Ergebnis waren 21 Normen, die bei der Tonometerherstellung zu beachten waren.

Im Verlauf des Krieges wurde in den U.S.A. das "Komitee zur

Standardisierung von Tonometern" (C.St.T.) gebildet mit der Aufgabe, Normen zur Herstellung von Tonometern festzulegen. In diesem Rahmen untersuchte KRONFELD (1945) den Einfluß bestimmter physikalischer Abweichungen auf das klinische Ergebnis, indem er jeweils Tonometer prüfte, die in allen Größen völlig gleich waren mit Ausnahme einer einzigen. Dabei wurde als wichtigster Faktor der Einfluß des Gewichtes vom Stempel-Hebel-Zeiger-System, des Durchmessers der Zapfenbasis und der Krümmung der Zapfenkante auf die Meßergebnisse erkannt. 1952 wurden dann die Normen und Toleranzen aller wichtigen Tonometerteile in der sogenannten Spezifikation Nr. 4 veröffentlicht.

Von GOLDMANN und SCHMIDT wurde dann 1955 eine Apparatur entwickelt, die es ermöglicht, alle Punkte der Spezifikation Nr. 4 zu kontrollieren. ALBRECHT, BERNEAUD-KÖTZ und WEBER entwickelten 1956 einen Prüfstand, mit dem die physikalischen Größen eines Tonometers mit so großer Genauigkeit bestimmt werden können, daß die Voraussetzung gegeben war, die Normen und Toleranzen der Spezifikation Nr. 4 weiter einzuengen.

1958 wiesen MOSES und HAHN auf den großen Einfluß unterschiedlicher Durchmesser der Eindrehung an der Stirnflächenseite der Tonometerfußplatte hin. Dieser Teil der Stempelführung war von der Spezifikation Nr. 4 nicht erfaßt worden. Klinisch war aufgefallen, daß bei vergleichender Tonometrie mit dem 5,5 g- und dem 7,5 g-Gewicht der intraoculare Druck und die Ausflußgeschwindigkeit bei Skalenwerten unter 3 oft höher als erwartet gefunden wurden. Dem entsprach die Beobachtung, daß Messungen am gleichen Auge mit größerem Tonometergewicht bei höheren Zeigerausschlägen niedrigere Werte lieferten.

MOSES und HAHN führten unter anderem vergleichende Messungen an enukleierten Menschen- und Kaninchenaugen durch. Sie benutzten Tonometer, deren Eindrehung der Stirnflächenseite 3,1 mm, 3,3 mm und 3,9 mm betrugen (Abb. 3).

Es zeigte sich, daß bei hohen Druckwerten die Zeigerausschläge um so kleiner wurden, je größer die Fußplatteneindrehung war. Bei Menschenaugen war über Skalenwert 3 keine Abhängigkeit des Zeigerausschlags zur Größe der Fußplatteneindrehung mehr festzustellen. Bei Kaninchenaugen betrug dieser Grenzwert R = 4. Mit Hilfe einer Kunststofftonometerfußplatte mit einer Eindrehung von 4 mm konnten MOSES und HAHN zeigen, daß sich die Cornea während des Aufsetzens in die Eindrehung vorwölbt, besonders bei Zeigerausschlägen zwischen R = 0 und 2. Diese Beobachtung stand im Gegensatz zur FRIEDENWALDschen Annahme, daß die Tonometerfußplatte die Cornea in ihrem zentralen Areal abplattet. Das bedeutet, daß der Tonometerstempel nicht in eine abgeplattete sondern in eine vorgewölbte Cornea einsinkt. Als Folge davon wird besonders in hohen Druckbereichen das Ausmaß des Zeigerausschlags verringert und so ein jeweils zu hoher Druckwert angegeben. Je weiter die Cornea abgeplattet wird, was bei einer Verringerung der Fußplatteneindrehung der Fall ist, desto größer müssen die jeweiligen Zeigerausschläge sein.

Diese Erwägungen stimmten gut mit den von MOSES und HAHN gefundenen Werten überein. Es wurde zur Standardisierung als oberer Grenzwert der Fußplatteneindrehung ein Durchmesser von 3,7 mm vorgeschlagen und in der sogenannten Spezifikation Nr. 5 verbindlich festgelegt.

Im Jahre 1959 ergänzte MOSES seine Untersuchungen. Er verglich klinisch SCHIÖTZ-Tonometer mit einer Fußplatteneindrehung von 3,3 mm, 3,7 mm, 4,0 mm und 4,5 mm Durchmesser. Dabei konnte er zeigen, daß sich die Meßergebnisse der Tonometer mit der 3,7 mm, 4,0 mm und 4,5 mm Fußplatteneindrehung von denen des Tonometers mit der 3,3 mm Fußplatteneindrehung deutlich unterscheiden. Er fand, daß mit zunehmender Größe der Fußplatteneindrehung die Abweichung der Zeigerausschläge schon bei immer niedrigeren Druckwerten beginnt. Aus diesen Ergebnissen zog er die Schlußfolgerung, daß die maximale Fußplatteneindrehung nur 3,15 mm Durchmesser betragen dürfte,

wenn keine Vorwölbung der Cornea in die Fußplatteneindrehung auch bis zum Zeigerausschlag 0 erfolgen sollte.

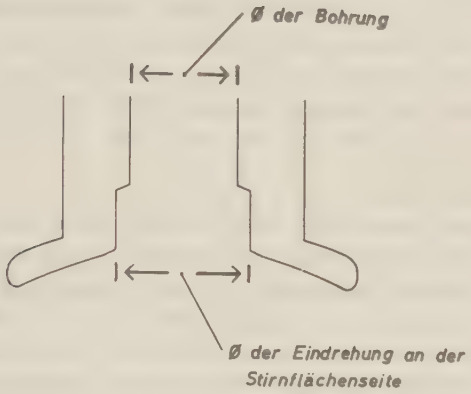

Abbildung 3: Schematische Darstellung der Fußplatte eines SKLAR-SCHIÖTZ-Tonometers (nach MOSES und HAHN, 1958)

6. Problemstellung zum experimentellen Teil

Diese Arbeit befaßt sich mit einem Teilgebiet der Standardisierung von SCHIÖTZ-Tonometern. Sie knüpft an die Untersuchungen von MOSES und HAHN (1958) und MOSES (1959) an, wonach die Größe der Fußplatteneindrehung den jeweiligen Zeigerausschlag unterschiedlich beeinflussen soll. Diese Erscheinung, auch als sogenannter MOSES-Effekt bezeichnet, soll besonders in höheren Druckbereichen auftreten. Damit ist die Gültigkeit der jetzigen Eichkurven (d.h. die Beziehung zwischen intraocularem Druck und Skalenwert) zumindest für die höheren Druckwerte in Frage gestellt. Denn

jede Kalibrierung ist von einer genauen Standardisierung, d.h. exakten Normierung aller für die Druckmessung wichtigen Tonometerteile abhängig.

Von MOSES und HAHN selbst war als oberer Grenzwert der Fußplatteneindrehung ein Durchmesser von 3,7 mm angegeben worden. Die Physikalisch-Technische Bundesanstalt in Berlin sieht neue Richtlinien zur Eichung vor, durch die unter anderem die Fußplatteneindrehung verbindlich für alle Tonometerhersteller normiert werden soll. Vorgeschlagen wurde ein Durchmesser von 3,3 mm ± 0,05 mm.

Die Aufgabe dieser Arbeit ist es,

1. festzustellen, ob der sogenannte MOSES-Effekt auch bei geringeren Differenzen in der Fußplatteneindrehung nachweisbar ist. Bekanntlich benutzten MOSES und HAHN Eindrehungen zwischen 3,1 und 3,9 mm Durchmesser und zwischen 3,3 und 3,7 mm Durchmesser. Die Gültigkeit dieser Ergebnisse sollte an Tonometern geprüft werden, deren Eindrehungsdifferenz zwischen 3,15 und 3,55 mm Durchmesser lag. Diese Durchmesser umfassen damit den Bereich, in dem der von der Bundesanstalt vorgeschlagene Wert von 3,3 ± 0,05 mm liegt.
2. die Untersuchungen an lebenden Kaninchenaugen durchzuführen. Diese Spezies wurde deswegen gewählt, weil von MOSES und HAHN am Kaninchenauge eine deutlichere Abhängigkeit von Fußplatteneindrehung zum Tonometer-Zeigerausschlag festgestellt worden war als am Menschenauge. So sollte dieser Effekt beim Vergleich der Fußplatteneindrehungen von 3,1 mm und 3,9 mm Durchmesser bei Menschenaugen unter Skalenwert R = 3, bei Kaninchenaugen schon unter R = 4 auftreten. Wenn der sogenannte MOSES-Effekt bei den hier vorhandenen geringeren Eindrehungsdifferenzen nachweisbar wäre, so müßte er am ehesten am Kaninchenauge zu erwarten sein.

Zum anderen wurden lebende Augen deswegen gewählt, um Änderungen in den elastischen Bulbushülleneigenschaften möglichst gering zu halten.

3. eventuell Vorschläge für den günstigsten Eindrehungsdurchmesser der Tonometerfußplatte zu machen.

C. MATERIAL UND METHODIK

1. Kennzeichen der untersuchten Tonometer

Zur Untersuchung standen 6 von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Berlin entwickelte Tonometer zur Verfügung. Tab. I zeigt die mechanischen Maße der Stempel und Fußplatten. In der untersten Reihe sind die mittleren Fehler dieser Maße und in der obersten Reihe die Empfehlungen der Spezifikation Nr. 5 angegeben. Die 6 Tonometer unterscheiden sich

1. in den Durchmessern der Fußplatteneindrehungen, die bei einer Toleranz von ∓ 0,01 mm von 3,15 mm bis 3,55 mm reichen. Entsprechend den Durchmessern sind die Tonometer von 1 bis 6 nummeriert, beginnend bei der kleinsten Fußplatteneindrehung.
2. in den Krümmungsradien der Stempelstirnflächen. Hierbei liegen 2 Tonometer außerhalb der Sollwerte der Spezifikation Nr. 5. Diese Abweichungen sind sehr gering; ihr Einfluß auf die Meßwerte wird daher nicht berücksichtigt.

	Fußplatte					Stempel			
Lfd Nr	Ø der Fußplatte	Krümmungsradius der Stirnfläche	Ø der Bohrung	Ø der Eindrehung	Tiefe der Eindrehung	Ø	Krümmungsradius der Stirnfläche	Kantenradius	Vorfall
	10,10 mm ± 0,10	15,00 mm ± 0,25	3,15 mm ± 0,03		mm	3,00 mm ± 0,03	15,00 mm ± 0,75	0,250 mm ± 0,015	3,0 mm max
1	10,10	14,75	3,14	3,15		3,00	15,5	0,265	2,4
2	10,08	14,75	3,14	3,23		3,01	14,1	0,250	2,2
3	10,09	14,75	3,14	3,37	-1,5	3,01	14,2	0,257	2,4
4	10,05	14,75	3,14	3,43		3,01	14,9	0,250	2,5
5	10,05	14,75	3,14	3,50		3,01	14,6	0,257	2,3
6	10,04	14,75	3,14	3,55		3,01	15,2	0,265	2,4
	±0,05	±0,05	±0,01	±0,01		±0,01	±0,2	±0,005	±0,1

Tabelle I: Maße der Stempel und Fußplatten

Die übrigen Maße dieser Tonometer unterscheiden sich innerhalb der zugelassenen Werte kaum. Damit stehen praktisch 6 gleiche Tonometer zur Verfügung, bei denen nur der Durchmesser der Fußplatteneindrehung variiert, wenn man von den o.a. unterschiedlichen Krümmungsradien der Stempelstirnfläche absieht, die das Messungsergebnis nicht wesentlich beeinflussen können.

2. Versuchstiere

Die Untersuchungen wurden an 13 Kaninchenaugen in situ durchgeführt. Verwendet wurden Kaninchen mit einem Gewicht von 2,5 kg bis 3,0 kg. Als Narkotikum wurde Somnifen angewandt. Gegeben wurde als Einleitungsdosis 0,5 ccm bis 0,6 ccm/kg Körpergewicht intravenös. Dieses Barbiturat wurde bevorzugt, weil es eine relativ lange Einwirkungsdauer hat. War der Versuch nach 2 Stunden noch nicht beendet, wurden bis zu 0,2 ccm Somnifen/kg Körpergewicht erneut injiziert. Auch ist durch Somnifen die entsprechende Narkosetiefe zu erreichen. Benötigt wurde die 2. Unterstufe des Toleranzstadiums, in der keine spontanen Augenbewegungen mehr auftreten und in der die Cornea-Reflexe ausgefallen sind.

Im Anschluß an die intravenöse Narkose wurden durch die gleiche Kanüle 0,2 ccm Liquemin (Heparin)/kg Körpergewicht injiziert. Diese Maßnahme erwies sich in Vorversuchen als unerläßlich, um den sonst regelmäßig in kürzester Zeit auftretenden Verschluß der in die Vorderkammer eingeführten Kanüle zu verhindern. Auf der anderen Seite wurden bei einer Dosierung dieser Größenordnung keine unerwünschten Blutungen bei der operativen Fixierung des Bulbus beobachtet.

Die Lagerung des narkotisierten Tieres erfolgte in Bauchlage auf einem dafür geeigneten Gestell. Die vier Läufe wurden mit Schlaufen festgebunden. Der Kopf wurde durch einen Ring, der Nacken durch eine Gabel gehalten. Dann

wurde der Kopf nach seitwärts gedreht, bis das zu untersuchende Auge nach oben zeigte und in dieser Stellung fixiert. Anschließend wurden Ober- und Unterlid sowie die Nickhaut durchstochen und mit Fäden nach auswärts gezogen, so daß die Cornea völlig frei lag. Um die konstante senkrechte Stellung des Bulbus während der Versuche zu gewährleisten, mußten in der Regel 2 Augenmuskel nahe ihren Ansätzen an der Sklera unterstochen und entsprechend fixiert werden.

3. Apparatur

Zur Druckerzeugung und zur Druckmessung wurde ein von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Berlin entwickeltes Gerät benutzt. Eine Beschreibung dieser Apparatur findet sich bei FRIEDRICH (1966). Die Abbildung 4 gibt eine schematische Darstellung dieses Manometersystems.

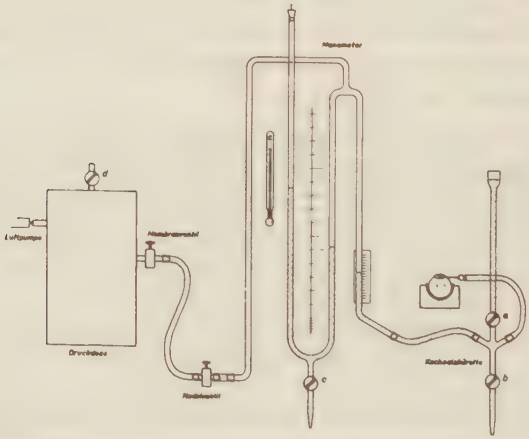

Abbildung 4: Schematische Darstellung der Apparatur, bestehend aus einer Druckdose, einem Manometer und einer Kochsalzbürette.

4. Versuchsgang

Die Vorderkammer des heparinisierten Kaninchens wurde an der Cornea-Sklera-Grenze mit einer Kanüle Nr. 14 punktiert. Die Spitze der Kanüle wurde bis zur Pupillengrenze eingeführt. Die Punktion wurde bei leicht tropfender Kanüle, d.h. bei leichtem Überdruck durchgeführt, um keine Luftblasen in die Vorderkammer gelangen zu lassen und um jegliche Stagnation in der Kanüle selbst zu vermeiden.

Auf die spannungslose und torsionsfreie Lage des Silikonschlauches zwischen Kanüle und Kochsalzbürette mußte besonders geachtet werden. In Vorversuchen war es dadurch zur Verschiebung der Kanülenspitze in der vertikalen Ebene gekommen und zum Eindringen der Spitze in angrenzendes Gewebe. Dadurch wurde einerseits der Druckausgleich zwischen Vorderkammer und Manometer behindert und andererseits eine Verformung des Bulbus hervorgerufen, so daß ein exaktes Aufsetzen der Tonometer nicht möglich war.

Auch im Interesse einer unerwünschten Vermehrung des Vorderkammerabflusses durfte der Einstichkanal durch Bewegungen der Kanüle nach der Punktion nicht mehr erweitert werden. Eventuell auftretende Verluste von Vorderkammerflüssigkeit konnten am Manometer durch das Sinken des Meniskus der Kochsalzflüssigkeit registriert werden. In allen Fällen war der Abfluß aber so gering, daß eine Nachkorrektur nicht notwendig wurde.

Bei der Lagerung des Tieres war der Bulbus in eine senkrechte Stellung gebracht worden. Vor Beginn der Messung wurde der Meniskus der Kochsalzlösung entgültig auf das Niveau der Cornea eingestellt. Dazu dienten die beiden Hähne an der Kochsalzbürette. Damit entsprach die Höhe der Cornea der Null-Ebene am Manometersystem.

Zur Druckeinstellung wurde wie folgt vorgegangen. Mit Hilfe

einer Luftpumpe wurde ein Überdruck in der Druckdose erzeugt. Über ein Nadelventil wurde der Druck dann stufenweise einerseits auf die Kochsalzlösung, andererseits auf die Manometerflüssigkeit übertragen. Die Kochsalzlösung steht dabei in direkter Verbindung mit der Vorderkammer. Die Manometerflüssigkeit, die der Druckmessung dient, besitzt eine Dichte von 2,17; aus ihrer Verschiebung können die Druckwerte leicht in mm Hg oder in mm H_2O umgerechnet werden.

Die Tonometer wurden für jede Meßreihe in eine neue Reihenfolge gebracht, um eine unwillkürliche Beeinflussung möglichst gering zu halten. Bei eingestelltem Druck wurde jedes Tonometer dreimal aufgesetzt. Das Aufsetzen erfolgte mit der Hand bei abgestütztem Ellenbogen. Eine vorhandene mechanische Aufsetzvorrichtung konnte beim Kaninchen nicht verwandt werden. Mit dem Ablesen der Skalenwerte wurde gewartet, bis der Zeiger relativ ruhig stand, d.h. nicht mehr "wanderte", was bei hohen Druckwerten schneller und bei niedrigen Druckwerten entsprechend langsamer geschah.

Die Untersuchungen wurden von zwei Personen durchgeführt. Die eine Person übernahm das Aufsetzen der Tonometer und das Ablesen der Zeigerausschläge, die andere die Druckeinstellung und -änderung sowie das Protokollieren der Meßwerte. Während einer Meßreihe wurden diese Funktionen nicht getauscht. Zunächst wurde bei ansteigendem Druck gemessen. Dabei wurde der Druck soweit erhöht, bis die Zeigerausschläge unter dem Teilstrich 0 lagen. Anschließend wurde der Druck stufenweise erniedrigt. Skalenwerte über Teilstrich 15 blieben unberücksichtigt, da ihre Schwankungsbreite schon beim Ablesen erheblich war. Die Versuche wurden so unternommen, daß jeweils bei eingestelltem Druck die 6 Tonometer nacheinander geprüft wurden. Pro Kaninchenauge wurde nur eine Meßreihe bei steigendem und fallendem Druck vorgenommen. Durch das zahlreiche Aufsetzen der Tonometer, in der Regel über 100 mal pro Auge, kam es gegen Ende des Versuchs regelmäßig

zu einer Hornhauttrübung. Deswegen wurde ein Kaninchenauge zu keiner zweiten Versuchsreihe verwandt, da mit Änderungen der elastischen Eigenschaften der Cornea gerechnet werden mußte. Während der Versuche wurde regelmäßig physiologische Kochsalzlösung auf das betreffende Auge getropft. Am Schluß jeder Meßreihe wurde durch nochmalige Druckerhöhung die Durchgängigkeit der Kanüle geprüft.

D. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Als Ausgangspunkt standen von 6 Tonometern jeweils 140 bis 150 Druckwerte (Pt-Werte) und die entsprechenden Zeigerausschläge (R-Werte) zur Verfügung.

1. Ermittlung der Regressionsgeraden

Als Grundlage für die Auswertung diente die FRIEDENWALDsche Formel $W/Pt = a + b \cdot R$. Im Koordinatensystem wird der Quotient W/Pt auf der Ordinate und der Skalenwert R auf der Abszisse aufgetragen. Das Ergebnis sind Punkte, die sich formelmäßig mit einer Regressionsgeraden 1. Grades erfassen lassen. Die Abbildung 5 zeigt die Regressionsgerade des Tonometers Nr. II. Die Berechnung der Koeffizienten a und b für alle 6 Tonometer zeigt Tabelle II.

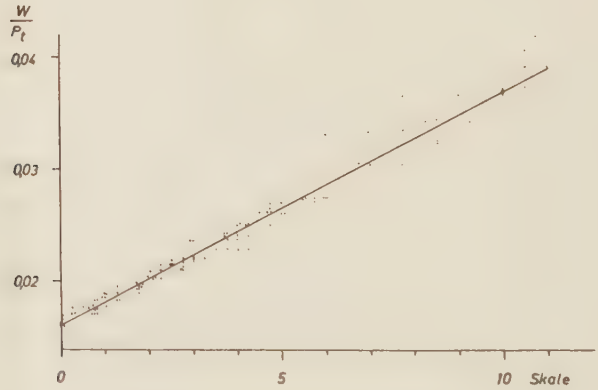

Abbildung 5: Regressionsgerade des Tonometers Nr. II

Tonometer	Regressions-koeffizient b	Schnittpunkt a mit der Y-Achse
Nr. I (3,15)	0,0020790	0,016268
Nr. II (3,23)	0,0020793	0,01622
Nr. III (3,37)	0,0020428	0,017399
Nr. IV (3,43)	0,0018811	0,0165358
Nr. V (3,50)	0,0019132	0,01759
Nr. VI (3,55)	0,00182	0,01868

Tabelle II: Regressionskoeffizienten (b) und Schnittpunkte (a) der Regressionsgeraden mit der W/Pt-Achse (a) aller 6 Tonometer.

Bei niedrigen Druckwerten werden die entsprechenden Zeigerausschläge uneinheitlicher. Daher wurden bei der Ermittlung der Regressionsgeraden nur Skalenwerte unter R = 11 berücksichtigt. Dieser Weg wurde gewählt, weil bei der Beurteilung eines möglichen MOSES-Effektes nur Skalenwerte aus hohen Druckbereichen, insbesondere unter R = 3 von Bedeutung sind. Es galt daher zu verhindern, daß uneinheitliche Zeigerausschläge aus niedrigen Druckbereichen die Regressionsgeraden bei den einzelnen Tonometern unterschiedlich beeinflussen konnten.

Darüberhinaus wurden, was aus den Abbildungen nicht ersichtlich ist, bei der Berechnung der Regressionskoeffizienten auch Skalenwerte zwischen R = -1 und 0 berücksichtigt.

2. Beziehung zwischen Augeninnendruck (Pt) und Skalenwert (R)

Die Kenntnis der beiden Koeffizienten b und a gibt nun die Möglichkeit, nach der obigen Formel $W/Pt = a + b \cdot R$ jedem

Skalenwert R einen bestimmten Druckwert Pt zuzuordnen. Abbildung 6 zeigt den endgültigen Kurvenverlauf für Tonometer Nr. II.

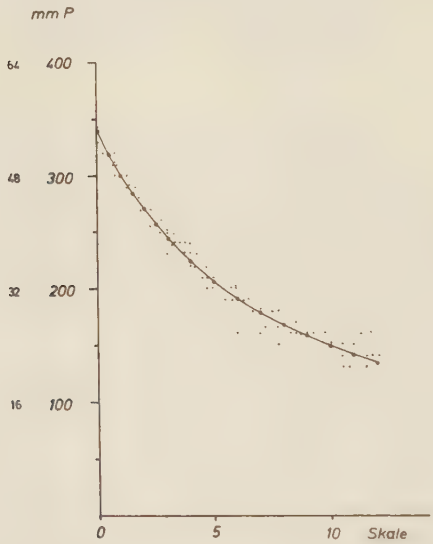

Abbildung 6: Beziehungskurve zwischen Augeninnendruck (Pt) und Zeigerausschlag (R) beim Tonometer Nr. II

3. Ermittlung der Signifikanzunterschiede

Es wurde geprüft, ob sich alle 6 Tonometer in ihren Regressionskoeffizienten und damit in ihren Regressionsgeraden unterscheiden. Dabei wurden jeweils zwei Regressionskoeffizienten mit Hilfe des t-Tests miteinander verglichen, wobei ein Wert als hypothetisch angenommen wurde.

Tabelle III zeigt das Ergebnis. Tonometer I, II und III

einerseits und Tonometer IV und V andererseits unterscheiden sich in ihren Regressionsgeraden nicht signifikant voneinander. Die Beurteilung erfolgt mit Hilfe einer Signifikanzschranke, wobei höhere Werte der Prüfquotienten gleichbedeutend einem signifikanten Unterschied sind.

Tonometer	Nr. II	Nr. I	Nr. III	Nr. V	Nr. IV	Nr. VI
Nr. II	X					
Nr. I	0,013	X				
Nr. III	1,58	1,1	X			
Nr. V	7,2	7,0	6,0	X		
Nr. IV	8,6	8,6	7,4	1,3	X	
Nr. VI	11,2	10,9	10,3	3,4	4,0	X
Signifikanzschranke	1,9761	1,9763	1,9764	1,9763	1,756	1,9766

Tabelle III: Vergleich zwischen den Regressionskoeffizienten aller 6 Tonometer: Die Regressionskoeffizienten unterscheiden sich signifikant, wenn der Prüfquotient größer als die entsprechende Signifikanzschranke ist.
Der Prüfquotient beträgt beim Vergleich der Regressionskoeffizienten vom Tonometer Nr. II und Nr. III 1,58, die entsprechende Signifikanzschranke 1,9761. Damit unterscheiden sich die Regressionsgeraden bzw. die Regressionskoeffizienten der Tonometer Nr. II und Nr. III nicht signifikant. Die Prüfquotienten nicht signifikant unterschiedlicher Tonometer sind unterstrichen.

In Abbildung 7 sind die signifikant unterschiedlichen Regressionsgeraden von 3 Tonometern dargestellt. Aus der ersten Gruppe der Tonometer Nr. I, II und III wurde willkürlich das Tonometer Nr. II gewählt, aus der zweiten Gruppe der Tonometer Nr. IV und V das Tonometer Nr. V. Die 6 Tonometer können bezogen auf ihre Regressionsgeraden von 3 Tonometern

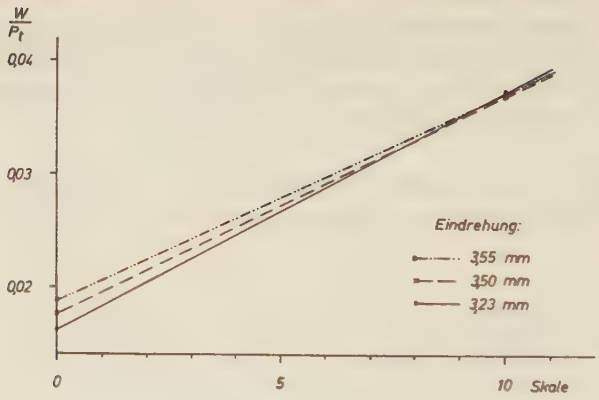

Abbildung 7:
Regressionsgeraden
der Tonometer Nr.
II, V und VI

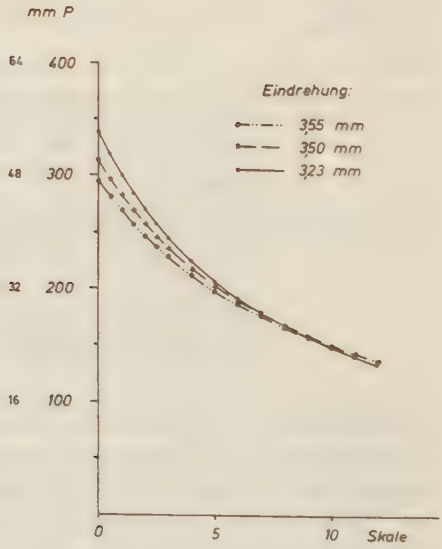

Abbildung 8:
Beziehungskurven zwischen
Augeninnendruck (Pt) und
Zeigerausschlag (R) der
Tonometer Nr. II, V und VI

repräsentiert werden. Der Vergleich erfolgt bei den Tonometern Nr. II, V und VI.

Signifikanter Unterschied in den Regressionsgeraden ist gleichbedeutend einem solchen im Kurvenverlauf der Beziehung zwischen Augeninnendruck (Pt) und Zeigerausschlag (R).

Dieser endgültige Kurvenverlauf der 3 signifikant unterschiedlichen Tonometer Nr. II, V und VI ist in Abbildung 8 zu sehen.

Vergleicht man die Kurven der Abbildungen 7 und 8, so sieht man, daß die Regressionskoeffizienten ein Maß für den Anstieg der endgültigen Augeninnendruck-Skalenwertkurven sind, und daß ein tiefer Schnittpunkt mit der W/Pt-Achse (Abb. 7) einem hohen Schnittpunkt der endgültigen Kurve mit der Pt-Achse entspricht (Abb. 8).

4. Die Varianzen der Tonometerzeigerausschläge

Tonometer	Varianz von x (s_x^2)
Nr. I (3,15)	12,38209
Nr. II (3,23)	12,36414
Nr. III (3,37)	13,1539
Nr. IV (3,43)	15,2099
Nr. V (3,50)	14,32964
Nr. VI (3,55)	15,85912

Tabelle IV: Varianzen von x für die Regressionsgeraden aller 6 Tonometer. Es zeigt sich eine zunehmende Varianz von x bei größeren Fußplatteneindrehungen.

Tabelle IV zeigt die Varianzen der Zeigerausschläge geordnet nach der Größe der Fußplatteneindrehungen. Aus dieser

Tabelle ist ersichtlich, daß die mittlere quadratische Abweichung vom Mittelwert, also die Streuung, mit zunehmendem Durchmesser der Eindrehung wächst.

E. BESPRECHUNG DER ERGEBNISSE

Wie die verschiedenen Regressionsgeraden und die daraus errechneten endgültigen Beziehungskurven zwischen intraocularem Druck (Pt) und Zeigerausschlag (R) für die 6 Tonometer zeigen, besteht eine Beziehung zwischen dem Durchmesser der Fußplatteneindrehung und den jeweiligen Zeigerausschlägen. Dabei wurden völlig gleiche Tonometer geprüft, die, wenn man von den geringen unterschiedlichen Krümmungsradien der Stempelstirnflächen absieht, sich nur in den Durchmessern der Fußplatteneindrehungen unterscheiden. Man kann also annehmen, daß die Unterschiede in den Skalenwerten ursächlich im wesentlichen auf die verschiedenen Größen der Fußplatteneindrehungen zurückzuführen sind.

Von den Meßwerten der 6 Tonometer wurden einmal die Regressionsgeraden berechnet. Dabei zeigt sich ein leichter Trend derart, daß mit zunehmender Eindrehungsgröße die Regressionskoeffizienten (b) kleiner werden und die Schnittpunkte mit der Y-Achse (a) höher verlaufen (Tab. II). Dieser Trend läuft nicht direkt parallel zum Durchmesser der Fußplatteneindrehung, was eigentlich bei der zum Teil geringen Differenz im Durchmesser auch nicht zu erwarten wäre.

Deswegen wurden von den 6 Tonometern die signifikant unterschiedlichen Tonometer zum Vergleich herangezogen: Aus der Tabelle III wurden die Tonometer Nr. II (Eindrehungsdurchmesser 3,23 mm), Nr. V (3,50 mm) und Nr. VI (3,55 mm) ausgewählt. Bei diesem Vergleich zeigt sich, daß eine direkte Beziehung der Regressionskoeffizienten (b) und der Schnittpunkte der Regressionsgeraden mit der Y-Achse (a) zum Fußplattendurchmesser besteht (Abb. 7).

Umgerechnet auf die endgültigen Beziehungskurven zwischen

intraocularem Druck (Pt) und den Skalenwerten (R) bedeutet das, daß mit zunehmendem Durchmesser der Fußplatteneindrehung die Steilheit des Kurvenanstiegs geringer ist und der Schnittpunkt mit der Ordinate tiefer liegt (Abb. 8).

Aus diesen Ergebnissen läßt sich die von MOSES und HAHN (1958) gemachte Untersuchung und der als sogenannter "MOSES-Effekt" beschriebene Trend bestätigen: An Kaninchenaugen besteht im Bereich hoher Druckwerte eine gegensinnige Beziehung zwischen der Größe der Fußplatteneindrehungen und der Steilheit des Anstiegs der Druck-Skalenwert-Kurven. Damit ist die von den obigen Autoren gemachte Feststellung bekräftigt worden, daß bei größeren Eindrehungsdurchmessern höhere Druckwerte angenommen werden als bei kleineren Durchmessern.

Diese Beziehung zwischen Zeigerausschlag und Durchmesser der Fußplatteneindrehung besteht darüberhinaus auch, wie diese Ergebnisse zeigen, bei wesentlich geringeren Durchmesserdifferenzen als den von MOSES und HAHN untersuchten. Diese Autoren hatten Fußplatteneindrehungen zwischen 3,10 mm und 3,90 mm und zwischen 3,3 mm und 3,7 mm Durchmesser geprüft. Hier standen als Grenzwerte 3,15 mm und 3,55 mm Durchmesser zur Verfügung.

Dieser deutliche "MOSES-Effekt" auch bei den hier geringen Eindrehungsdifferenzen an der Stirnflächenseite der Tonometerfußplatte kann einmal darauf zurückgeführt werden, daß sämtliche Ergebnisse an Kaninchenaugen, und zwar an lebenden, erhalten wurden. Bei Augen dieser Spezies hatten schon MOSES und HAHN einen deutlicheren "MOSES-Effekt" als an Menschenaugen gefunden. Aber im Gegensatz zu meinen Untersuchungen wurden enukleierte Kaninchenaugen benutzt. Offenbar spielt bei biologischem Material das Moment der postmortalen Änderung bestimmter Eigenschaften und Strukturen eine nicht zu vernachlässigende Rolle. Darüberhinaus wurden keine Zeigerausschläge über R = 11 in die Berechnun-

gen einbezogen, da Zeigerausschläge im Bereich hoher Skalenwerte stärker streuen sollen (H.K. MÜLLER, 1932). Dazu wurden sämtliche Untersuchungen nur mit dem 5,5 g-Gewicht-Tonometer durchgeführt, da hierbei der von H.K. MÜLLER beschriebene mittlere Fehler der Zeigerausschläge geringer ist als bei größeren Tonometergewichten. Diese Bedingungen haben offenbar dazu geführt, daß ein eindeutiger "MOSES-Effekt" auch bei kleinen Unterschieden in den Durchmessern der Fußplatten eindrehungen nachweisbar ist.

Damit geht aus diesen Untersuchungen hervor, daß bei nicht exakt genormter Fußplatteneindrehung Verfälschungen der Meßergebnisse besonders in hohen Druckbereichen durch den sogenannten "MOSES-Effekt" zu erwarten sind. Zwar gelten diese Untersuchungen genau genommen nur für lebende Kaninchenaugen, doch lassen sich gewisse Folgerungen auch für lebende Menschenaugen ableiten. So scheint eine genaue Begrenzung der Eindrehungsgröße der Tonometerfußplatte unbedingt nötig und die Aufstellung entsprechender auf diese Eindrehung bezogene Kalibrierungskurven.

Vergleicht man die Varianzen der Zeigerausschläge (Tab. IV), so ist ersichtlich, daß die Streuung der Zeigerausschläge mit zunehmendem Durchmesser der Fußplatteneindrehung steigt. Daher ist von den hier untersuchten Tonometern als oberer Grenzwert des Eindrehungsmaßes der Fußplatte der Durchmesser von 3,37 mm vorzuschlagen.

F. ZUSAMMENFASSUNG

Es wurde bei 6 SCHIÖTZ-Tonometern der Einfluß unterschiedlicher Eindrehungsdurchmesser an der Stirnflächenseite der Fußplatte auf die Zeigerausschläge geprüft. Die Eindrehungen variierten zwischen 3,15 mm und 3,55 mm Durchmesser.

Methodisch wurde das Prinzip der direkten Druckmessung angewandt. Dabei diente als Manometer ein von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt in Berlin entwickeltes Gerät.

Diese Untersuchungen wurden an 13 lebenden Kaninchenaugen durchgeführt.

Aus diesen Versuchen ergibt sich, daß der sogenannte "MOSES-Effekt" auch bei wesentlich geringeren Eindrehungsdifferenzen vorhanden ist, als von MOSES und HAHN ursprünglich beschrieben. Dabei zeigt sich bei den signifikant unterschiedlichen Tonometern eine direkte Beziehung zwischen Durchmesser der Fußplatteneindrehung und Zeigerausschlägen der Tonometer. Daher muß der Eindrehungsdurchmesser exakt festgelegt werden.

Die Tonometer mit Eindrehungen zwischen 3,15 mm und 3,37 mm Durchmesser zeigten untereinander keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Zeigerausschlägen.

Gleichzeitig wurde auch eine größere Streuung der Zeigerausschläge bei größeren Fußplatteneindrehungen gefunden. Daher wird von den zur Untersuchung anstehenden Tonometern als oberer Wert des Eindrehungsdurchmessers 3,37 mm vorgeschlagen.

G. LITERATURVERZEICHNIS

1966 FRIEDRICH, G.: Untersuchungen über den Moses-Effekt bei Messungen des Augeninnendrucks mit Schiötz-Tonometern. Med. Diss., Bonn (1966)

GLOSTER, J.: Tonometry and tonography. J.a.A. Churchill LTD (1966)

1961 BEUNINGEN, E.v.: Die Spezifikation Nr. 5 für mechanische und elektrische Schiötz-Tonometer und einige prüftechnische Bemerkungen. Klin.Mbl.Augenheilk. 138, 210-215 (1961)

DRAEGER, J.: Geschichte der Tonometrie. Bibl.ophthal. 56, Basel (1961)

OURGAND, A.G. et ETIENNE, R.: L'exploration fonctionelle de l'oeil glaucomateux. Teil I und II, Masson, Paris (1961)

PRIJOT, E.: Etat actuel de la calibration du tonomètre de Schiötz. Bull.Soc.Franc.Ophtal. 74, 87-135 (1961)

1960 MARKIEWITZ, H.H.: The so-called Imbert-Fick law. Arch.Ophthal. 64, 159 (1960)

McBAIN, E.H.: Tonometer calibration. III. Volume of indentation and Po determination. Arch.Ophthal. 63, 936-942 (1960)

WEINHOLD, A. und COMBERG, D.: Ein neues Schiötz-Tonometer. Ber.dtsch.ophthal.Ges. 63, 460-461 (1960)

1959 GLOSTER, J. and PERKINS, E.S.: Distensibility of the human eye. Brit.J.Ophthal. 43, 97-101 (1959)

KRONFELD, P.C.: The present status of the calibration of Schiötz tonometers. Docum.ophthal. 13, 157-178 (1959)

MOSES, R.: Tonometry-effect of the tonometer footplate hole on scale reading. Further studies. Arch.Ophthal. 61, 373-376 (1959)

MOSES, R.A. and TARKKANEN, A.: Tonometry. The pressure-volume relationship in the intact human eye at low pressures. Amer.J.Ophthal. 47, 557-564 (1959)

OLMSTED, K.E.P.: An evaluation of tonometric techniques. Arch.Ophthal. 62, 459-464 (1959)

1958 BAHR, G.v.: Standardization of tonometers. Acta ophthal. 36, 617-618 (1958)

MACRI, F.J., WANKO, Th. and GRIMES, P.A.: The elastic properties of the human eye. Arch.Ophthal. 60, 1020-1026 (1958)

McBAIN, E.H.: Tonometer calibration. II. Ocular rigidity. Arch.Ophthal. 60, 1080-1091 (1958)

MOSES, R.A. und HAHN, K.A.: The effect of the tonometer footplate hole on scale reading. Arch.Ophthal. 60, 36-48 (1958)

PRIJOT, E.: La rigidité de l'oeil humain. Acta ophthal. 36, 865-873 (1958)

1958 SCHMIDT, Th.: Das Schiötz-Standard-Tonometer. Ophthalmologica 135, 645-648 (1958)

1957 FRIEDENWALD, J.S.: Tonometer calibration: an attempt to remove discrepancies found in the 1954 calibration scale for Schiötz tonometers. Trans.amer.Acad.Ophthal.Otolaryng. 61, 108-123 (1957)

GLOSTER, J.: Ocular rigidity and tonometry. Proc.roy.Soc.Med. 50, 667-670 (1957)

GOLDMANN, H. und SCHMIDT, Th.: Der Rigiditätskoeffizient. Ophthalmologica 133, 330-336 (1957) a

GOLDMANN, H. und SCHMIDT, Th.: Über Applanationstonometrie. Ophthalmologica 134, 221-242 (1957) b

LAVERGNE, G., PRIJOT, E. et WEEKERS, R.: Aquisitions récentes en tonométrie. Arch.Ophtal. 17, 256-270 (1957)

MACRI, F.J., WANKO, T., GRIMES, P.A. and SALLMANN, L.: The elasticity of the eye. Arch.Ophthal. 58, 513-519 (1957)

McBAIN, E.H.: Tonometer calibration. I. Determination of Pt-formula by use of stain gauge and recording potentiometer on enucleated normal human eyes. Arch.Ophthal. 57, 520-531 (1957)

SCHMIDT, Th.: Zur Applanation an der Spaltlampe. Ophthalmologica 133, 337-342 (1957)

1956 ALBRECHT, H.: Eine neue Modifikation des Schiötz-Tonometers. Ber.dtsch.ophthal.Ges. 60, 286-288 (1956)

ALBRECHT, H., BERNEAUD-KÖTZ, G. und WEBER, K.: Beiträge zur Methodik der physikalisch-technischen Tonometereichung. Graefes Arch.Ophthal. 157, 598-627 (1956)

SCHMIDT, Th.: Fortschritte in der Differentialtonometrie. Klin.Mbl.Augenheilk. 129, 196-202 (1956)

1955 GOLDMANN, H. und SCHMIDT, Th.: Zur Prüfung und Standardisierung von Schiötztonometern. Klin.Mbl.Augenheilk. 127, 12-24 (1955)

GRANT, W.M. and TROTTER, R.R.: Tonographic measurements in enucleated eyes. Arch.Ophthal. 53, 191-200 (1955)

JACKSON, C.R.S.: Calibration of tonometers. Brit.J.Ophthal. 39, 368-373 (1955)

1954 FRIEDENWALD, J.S.: Calibration of tonometers. Standard of Tonom.Decannial Report, 93-152 (1954)

ROHRSCHNEIDER, W. und KÜCHLE, H.J.: Die Größe des "Methodischen Meßfehlers" der Tonometrie am Auge des Kaninchens und des Menschen. Ophthalmologica 128, 369-379 (1954)

1950 FRIEDENWALD, J.S. and MOSES, R.: Modern refinements in tonometry. Docum.ophthal. 4, 335-362 (1950)

1946 SCHMERL, E. and STEINBERG, B.: Determination of ocular tension and rigidity in rabbits. Amer.J.Ophthal. 29, 1400-1404 (1946)

1945 KRONFELD, P.C.: Standardization of the so-called Schiötz-Tonometers. Amer.J.Ophthal. 28, 34-37 (1945)

1937 FRIEDENWALD, J.S.: Contribution to the theory and practice of tonometry. Amer.J.Ophthal. 20, 985-1024 (1937)

1935 POSNER, A.: A checking station for tonometers. Arch.Ophthal. 14, 453-457 (1935)

1932 MÜLLER, H.K.: Über die Fehlergröße der Augendruckmessung mit dem Tonometer von Schiötz. Arch.Augenheilk. 105, 516-525 (1932)

1928 COMBERG, W.: Über die Kontrolle des Schiötz-Tonometers. Klin.Mon.Augenheilk. 81, 289-298 (1928)

1925 SCHIÖTZ, Hj.: Tonometry. Brit.J.Ophthal. 9, 145-153 (1925)

1923 ARNOLD, G. und KARPOW, C.: Über Eichungsverfahren für das Tonometer von Schiötz. Klin.Mbl.Augenheilk. 71, 603-611 (1923)

BLIEDUNG, C.: Experimentelles zur Tonometrie. Arch.Augenheilk. 92, 143-155 (1923)

1922 COMBERG, W.: Demonstration einer Vorrichtung zur Nachprüfung des Schiötz-Tonometers. Ber.dtsch.ophthal.Ges. 67, 303-304 (1922)

1915 PRIESTLEY-SMITH, D.: On tonometric values. Ophthalmic review, March (1915)

1911 FRANZ, W.: Studium zur vergleichenden Anatomie der Augen der Säugetiere. Arch.vergl.Ophthal. 2, 180-322 (1911)

SCHIÖTZ, Hj.: Tonometrie. Arch.Augenheilk. 68, 77-80 (1911)

1909 SCHIÖTZ, Hj.: Tonometrie. Arch.Augenheilk. 62, 317-339 (1909)

1905 SCHIÖTZ, Hj.: Ein neues Tonometer. - Tonometrie. Arch.Augenheilk. 52, 401-424 (1905)

1888 FICK, A.: Über Messung des Druckes im Auge. Pflügers Arch.ges.Physiol. 42, 86 (1888)

1885 IMBERT, A.: Théorie des ophtalmomètres. Arch.Ophtal., Paris, 5, 358-363 (1885)

MAKLAKOFF, C.: L'ophtalmotonométrie. Arch.Ophtal., Paris, 5, 159-165 (1885)

Documenta Geigy. Wissenschaftliche Tabellen. I.R. Geigy A.G. 6. Auflage (1960)

Herrn Professor Dr. E. WEIGELIN, Direktor des Instituts für experimentelle Ophthalmologie der Universität Bonn, gilt mein besonderer Dank für die Themenstellung zu meiner Dissertation und für die großzügige Unterstützung bei der Ausführung der Arbeit sowie für die Übernahme des Referates.

L e b e n s l a u f

Am 22. Juni 1941 wurde ich als Sohn des jetzigen Ministerialrats Dr.med. Kurt ZIESMER und seiner Ehefrau Ingeborg, geb. Woldan, in Belgard (Pommern) geboren.

Meine Schulzeit schloß ich im Februar 1961 mit der Reifeprüfung an der Städtischen Friedrich Ebert-Schule in Bonn ab. Im Sommer-Semester 1961 begann ich an der Universität Bonn das Medizinstudium und legte nach dem Sommer-Semester 1963 die ärztliche Vorprüfung ab. Anschließend setzte ich mein Studium für zwei Semester an der Universität Hamburg fort. Im Winter-Semester 1964/65 kehrte ich an die Universität in Bonn zurück, wo ich mein Studium am 16. Februar 1967 mit dem Staatsexamen abschloß.

Seit dem 1. März 1967 bin ich als Medizinalassistent an den Kliniken der Universität Bonn tätig.

Spezialdruckerei für Dissertationen: Gouder u. Hansen, Köln, Otto-Fischer-Str. 31-35, Tel. 415580